

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 10-328156

(43)Date of publication of application : 15.12.1998

(51)Int.Cl.

A61B 5/05

(21)Application number : 09-140735

(71)Applicant : SHIMADZU CORP

(22)Date of filing : 30.05.1997

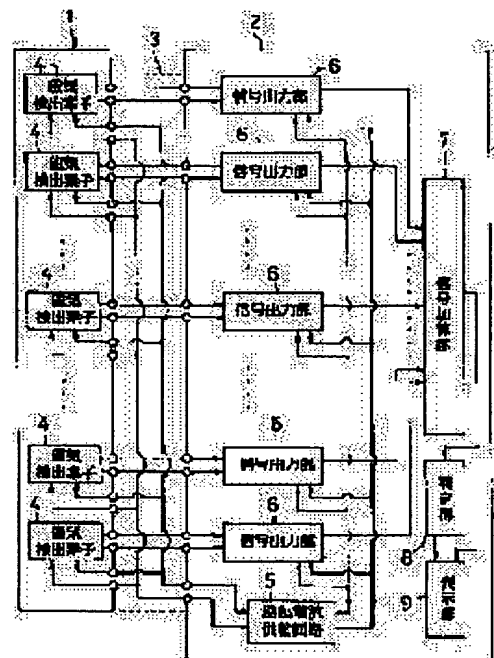
(72)Inventor : INOUE SUSUMU

(54) PNEUMOCONIOSIS TESTING DEVICE

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide appropriate test result by executing a pneumoconiosis test through a direct system.

SOLUTION: In this pneumoconiosis testing device, the reception coil of magnetic detecting element 4 receives the distortion of magnetic field caused by the powdery dust (and originally magnetized powdery dust) of metal in the lungs by supplying a current for ring core excitation from an exciting current supply circuit 5 to the exciting coil of magnetic detecting element 4 while placing the flux gate type magnetic detecting element 4 on the breast surface of reagent, and an electric signal corresponding to the intensity of magnetism received at the reception coil is outputted from a signal output part 6. Since the intensity of magnetism received at the reception coil is correspondently related with the quantity of powdery dust in the lungs, based on the electric signal from the signal output part 6, the quantity of powdery dust in the lungs can be measured and the appropriate pneumoconiosis test result can be provided.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平10-328156

(43) 公開日 平成10年(1998)12月15日

(51) Int.Cl.⁶

識別記号

F I

A 6 1 B 5/05

A 6 1 B 5/05

A

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 7 頁)

(21) 出願番号

特願平9-140735

(22) 出願日

平成9年(1997)5月30日

(71) 出願人 000001993

株式会社島津製作所

京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地

(72) 発明者 井上 進

京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会

社島津製作所三条工場内

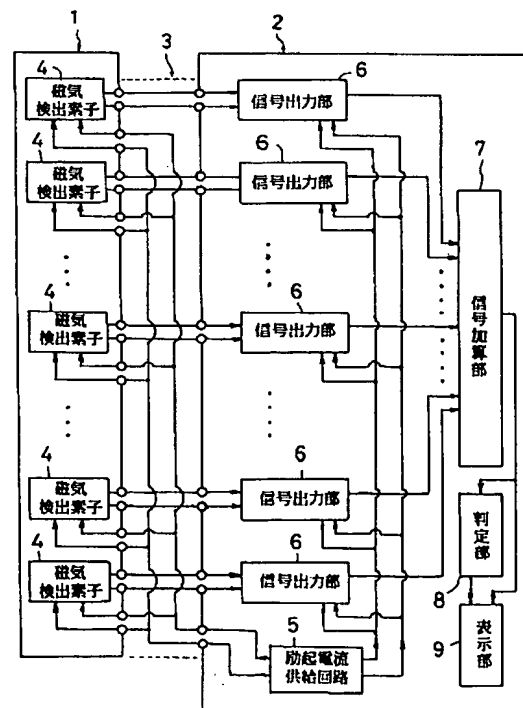
(74) 代理人 弁理士 杉谷 勉

(54) 【発明の名称】 塵肺検査装置

(57) 【要約】

【課題】 塵肺検査を直接方式で実施して的確な検査結果を得るようにする。

【解決手段】 この発明の塵肺検査装置では、被検者の胸部表面にフラックスゲート型の磁気検出素子4を当てがい、磁気検出素子4の励振コイルに励振電流供給回路5からリングコア励振用電流を供給し、肺中の金属類の粉塵（および元々磁気を帯びた粉塵）により生じる磁界の乱れを磁気検出素子4の受信コイルで受信するとともに、受信コイルの受信磁気の強度に相応した電気信号を信号出力部6から出力するよう構成されている。受信コイルで受信する磁気強度は肺中の塵粉量と相応の関係にあるので、信号出力部6の電気信号に基づいて、肺中の塵粉量が実測でき、的確な塵肺検査結果を得ることができる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 強磁性体磁心に励振コイルおよび受信コイルが施されており、塵肺検査対象である被検者の胸部表面に当てがわれるフラックスゲート型の磁気検出素子と、前記磁気検出素子の励振コイルに磁心励振用の電流を供給する励振電流供給手段と、前記被検者の胸部表面に当てがわれた磁気検出素子の受信コイルにより検出される磁気の強度に相応する電気信号を出力する信号出力手段とを備えていることを特徴とする塵肺検査装置。

【請求項2】 請求項1に記載の塵肺検査装置において、フラックスゲート型の磁気検出素子が複数個設けられていて、これら磁気検出素子は一次元アレイ配列であるとともに胸部表面へ同時に当てがわれるよう配設されており、かつ信号出力手段から出力される各磁気検出素子についての電気信号を加算する信号加算手段が設けられている塵肺検査装置。

【請求項3】 請求項1に記載の塵肺検査装置において、フラックスゲート型の磁気検出素子が複数個設けられていて、これら磁気検出素子は二次元アレイ配列であるとともに胸部表面に同時に当てがわれるよう配設されており、かつ信号出力手段から出力される各磁気検出素子についての電気信号を加算する信号加算手段が設けられている塵肺検査装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

【発明の属する技術分野】 この発明は、労働安全衛生関連法規等で定められた特殊健康診断のひとつである塵肺検査の実施に用いられる塵肺検査装置に係り、特に的確な検査結果を得るための技術に関する。

【0002】

【従来の技術】 労働安全衛生関連法規に定められた作業の従事者の或る者については、数ヶ月ないし半年程度の間隔で塵肺検査を定期的実施することが義務づけられている。塵肺検査の具体的な対象者としては、例えば、じん肺法の場合の粉じん作業従事者、四アルキル鉛中毒予防規則の場合の四アルキル鉛等の業務従事者、鉛中毒予防規則の場合の鉛業務従事者、特定化学物質等障害予防規則の場合の特定物質取扱者などが挙げられる。

【0003】 従来の塵肺検査は、被検者の時間肺活量や呼出空気量などの肺機能に関するデータに基づいて行われている。被検者にマウスピースをくわえさせた状態で呼気・吸気をおこなわせることにより時間肺活量や呼出空気量を計量し必要なデータを得る。そして、得られた測定データと予め設定してある標準データを照らし合わせる等して、肺中の粉塵（蓄積）量を推定算出し、検査結果の合否判定を行っている。このように、従来の塵肺検査は、肺機能データに基づいて肺中の粉塵量を推測するのであるから、間接検査であるといえることができる。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】 しかしながら、上記の

塵肺検査では、的確な検査結果はなかなか得られず、粉塵による肺障害の早期発見が困難であるという問題がある。肺機能データは粉塵量以外に個人差や他の要因によっても大きく変動するから、肺機能データが必ずしも肺中の粉塵量を正確に示すとは限らないのである。

【0005】 この発明は、上記事情に鑑み、塵肺検査を直接方式で実施することのできる塵肺検査装置を提供することを課題とする。

【0006】

【課題を解決するための手段】 上記課題を解決するため、請求項1の発明に係る塵肺検査装置は、強磁性体磁心に励振コイルおよび受信コイルが施されており、塵肺検査対象である被検者の胸部表面に当てがわれるフラックスゲート型の磁気検出素子と、前記磁気検出素子の励振コイルに磁心励振用の電流を供給する励振電流供給手段と、前記被検者の胸部表面に当てがわれた磁気検出素子の受信コイルにより検出される磁気の強度に相応する電気信号を出力する信号出力手段とを備えている。

【0007】 また、請求項2の発明は、請求項1に記載の塵肺検査装置において、フラックスゲート型の磁気検出素子が複数個設けられていて、これら磁気検出素子は一次元アレイ配列であるとともに胸部表面へ同時に当てがわれるよう配設されており、かつ信号出力手段から出力される各磁気検出素子についての電気信号を加算する信号加算手段が設けられている。

【0008】 また、請求項3の発明は、請求項1に記載の塵肺検査装置において、フラックスゲート型の磁気検出素子が複数個設けられていて、これら磁気検出素子は二次元アレイ配列であるとともに胸部表面に同時に当てがわれるよう配設されており、かつ信号出力手段から出力される各磁気検出素子についての電気信号を加算する信号加算手段が設けられている。

【0009】 【作用】 次に、この発明の塵肺検査装置によって塵肺検査を実施する際の作用を説明する。請求項1の発明の塵肺検査装置によりおこなう塵肺検査は、検査にとって障害となる地磁気などの外部磁界を遮断した磁気シールド室（磁気遮蔽室）において、障害磁界を発生するような電子機器や磁石等なども室内に存在しない状態で実施される。したがって、塵肺検査の実施にあたっては、まず検査対象の被検者を磁気シールド室に入室させた後、被検者の胸部表面にフラックスゲート型の磁気検出素子を当てがう。そして、励振電流供給手段により、磁気検出素子の励振コイルに磁心（磁性体コア）励振用の電流を供給する。被検者の肺中に金属類等の粉塵が蓄積されていると、検出される磁気に乱れが生じる。この検出磁気の乱れを磁気検出素子の受信コイルにより受信することにより、被検者の肺中に金属類の粉塵が蓄積されているかを知ることができる。

【0010】 肺中の粉塵で生じる磁界の乱れは非常に微弱ではあるが、フラックスゲート型の磁気検出素子は極

微弱磁界の検出が可能な超高感度磁気センサであるので、受信コイルにより十分に検出できる。磁気検出素子の受信コイルにより受信される磁気は、信号出力手段によって、磁気の強度に相応する電気信号として出力される。そして、肺中の塵粉量と粉塵によって生じる磁界の強度とは相応の関係があるので、この磁気の強度に相応する電気信号は肺中の塵粉量と相応の関係にあることになる。つまり、粉塵の量が多いほど電気信号は高くなるという比例関係にあるので、請求項 1 の塵肺検査装置の信号出力手段から出力される電気信号に基づいて、肺中の塵粉量を的確に知ることができるのである。

【0011】請求項 2 の塵肺検査装置では、被検者の胸部表面へ次元アレイ配列で線状に並ぶ複数のフラックスゲート型の磁気検出素子が同時に当てがわれるとともに、各磁気検出素子の磁気検出信号が信号出力手段から電気信号として信号加算手段へ出力されて加算される。この電気信号の加算結果は、磁気検出素子が当てがわれた線状領域における肺中粉塵の合計量を的確に示すものである。

【0012】請求項 3 の塵肺検査装置では、被検者の胸部表面へ二次元アレイ配列で面状に並ぶ複数のフラックスゲート型の磁気検出素子が同時に当てがわれるとともに、各磁気検出素子の磁気検出信号が信号出力手段から電気信号として信号加算手段へ出力されて加算される。この電気信号の加算結果は、磁気検出素子が当てがわれた面状領域における肺中粉塵の合計量を的確に示すものである。

【0013】

【発明の実施の形態】以下、この発明の塵肺検査装置の一実施例を図面を参照しながら説明する。図 1 は実施例に係る塵肺検査装置の全体構成を示すブロック図、図 2 は実施例装置の磁気センサ部（ピックアップ部）となっているセンサユニットを示す斜視図、図 3 は実施例装置の磁気検出素子および電気回路部の一部構成を示すブロック図である。

【0014】実施例の塵肺検査装置は、図 1 に示すように、センサユニット 1 と励振・受信ユニット 2、および、センサユニット 1 と励振・受信ユニット 2 の間を電気的に接続するケーブル 3 とを備えている。センサユニット 1 には、図 2 に示すように、一次元アレイ配列で長手方向に沿って等間隔に並べて設置された n 個のフラックスゲート型の磁気検出素子 4 が、塵肺検査実施の際に被検者の胸部表面へ同時に当てがうことができるかたちで設けられている。

【0015】また、励振・受信ユニット 2 には、磁気検出素子 4 へ励振用の電流を供給する励振電流供給回路 5 が各磁気検出素子 4 で共用されるようにして設けられているとともに、被検者の肺中の粉塵により生じる磁気の強度に相応する電気信号を出力する信号出力部 6 が各磁気検出素子 4 ごとに 1 個ずつ設けられている。さらに、

励振・受信ユニット 2 には、信号出力部 6 からの電気信号を加算する信号加算部 7、および、信号加算部 7 による加算結果により検査結果の合否判定を行う判定部 8 を備えている他、信号加算部 7 の加算結果や判定部 8 の判定結果を表示する表示部 9 を備えている。表示部 9 として具体的には、例えば液晶表示器やプリンタが挙げられる。なお、実施例の場合、 n 個の磁気検出素子 4 および信号出力部 6 は、いずれも同一構成のものである。以下、各部の構成をより具体的に説明する。

【0016】センサユニット 1 における各磁気検出素子 4 は、図 3 に示すように、パーマロイ製リングコア（強磁性体磁心）10 に 1 個の励振コイル 11 および 2 個の受信コイル 12 a、12 b が巻設された構成の素子である。受信コイル 12 a、12 b の方は、起電力が逆向きとなって互いに打ち消し合うように差動接続の巻回形態となっている。また、これらリングコア 10 や励振コイル 11 および受信コイル 12 a、12 b は、いずれも薄膜で形成されていて、絶縁基板 13 の表面に対し薄膜蒸着およびフォトリソグラフィ技術によるパターン化を繰り返し実施することにより作成されており、磁気検出素子 4 は薄膜素子である。ひとつの磁気検出素子 4 はチップサイズが例えば 2.5 mm 角程度の超小型素子のものが十分に可能であり、極めて多数個の磁気検出素子をパッケージしたとしても、コンパクトなセンサユニット 1 が十分に可能である。

【0017】一方、磁気検出素子 4 の励振コイル 11 へは、励振・受信ユニット 2 の励振電流供給回路 5 からケーブル 3 を介して数 kHz ～数百 kHz 程度の交流電流が励振用の電流として供給される。この励振電流供給回路 5 は、周波数発振回路（図示省略）や電流増幅回路（図示省略）等で構成される。他方、各磁気検出素子 4 の受信コイル 12 a、12 b の両端間に生じる誘起電圧が磁気検出信号として、励振・受信ユニット 2 の各信号出力部 6 へケーブル 3 を介して送り込まれる。受信コイル 12 a、12 b の誘起電圧は、（詳しくは後述するが）通常の公知のフラックスゲート型の磁気センサと同様、励振周波数の倍の周波数の交流電圧信号である。

【0018】信号出力部 6 は、図 3 に示すように、受信コイル 12 a、12 b からの磁気検出信号に増幅・整流等の必要な処理を行うため、信号増幅回路 14、共振回路 15、同期整流回路 16、積分回路 17、低域フィルタ 18、および、帰還回路 19 を備えている他、同期整流回路 16 を励振周波数の倍の周期で作動させるために、倍周波発生回路 20 を備えている。この倍周波発生回路 20 は、励振電流供給回路 5 の周波数発振回路から励振周波数信号を入力して倍の周波数の信号を得て、同期整流回路 16 へ送出する構成のものである。又、信号出力部 6 は、信号増幅回路 14 に可変抵抗器などを利用した増幅度調節用の回路を付設するなどして増幅度（スパン）が調整できる構成になっている。なお、帰還回路

19は積分回路17の出力の一部を信号増幅回路14の入力へフィードバックさせることで入力・出力の間の直線性を改善するなどの働きをさせるためのものである。

【0019】励振・受信ユニット2の信号加算部7は、 n 個の信号出力部6からの電気信号を加算する処理を行うよう構成されている。信号加算部7による加算結果は判定部8および表示部9へ送出される。この判定部8は、被検者がいない状態、あるいは正常な被験者に対しておこなう測定（ブランク測定）による加算結果に基づいて決定した基準値を記憶するとともに、実際に被検者がいる状態でおこなって得た実測加算結果を基準値と比較して可否を判定するよう構成されている。判定部8による判定結果は表示部9へ送出される。ブランク測定による加算結果に基づいて決定した基準値としては、ブランク測定による加算結果（いわゆるベースラインである）そのもの、あるいは、このブランク測定における加算結果に一定の値を加えたもの等が挙げられる。

【0020】続いて、以上に説明した構成を有する実施例装置を、塵肺検査実施の際の装置動作と共に、より具体的に説明する。

【0021】実施例装置による塵肺検査は、図4に示すように、検査室Rの中で実施される。センサユニット1は、図4および図5に示すように、長手方向寸法が被検者Mの胸幅程度の長さ設定されており、検査に際して、センサユニット1は、被検者Mの胸部表面にプレート21を介して水平に当てがわれる。一方、図4に示すように、センサユニット1は、検査室Rの天井に固定された滑車22とワイヤ23による吊設構造を利用した通常のスキャン機構（詳細図示省略）により、矢印S_aで示すように上から下へゆっくりスキャンするようにセットされている。

【0022】塵肺検査では、まずセンサユニット1が最高位置のスキャン位置において、各磁気検出素子4の励振コイルに、励振電流供給回路5から図6(a)に示す励振用の高周波電流I_aを周期Tで励振コイル11に供給する。励振コイル11に高周波電流I_aが流れると、もし検出すべき磁界がゼロ（無い）場合、リングコア10には図6(b)に示すように台形状の磁束 ϕ が生じると同時に、受信コイル12aには図6(c)に示すように誘起電圧V_aが生じ、受信コイル12bには図6(d)に示すように、誘起電圧V_aとは極性だけが逆である他は全く同一の誘起電圧V_bが生じる。ただ、受信コイル12a、12bは差動接続されているので、図6(e)に示すように、各磁気検出素子4の受信コイル12a、12bの合計誘起電圧V_cは0となり、各信号出力部6は磁気信号入力ゼロのままの状態が続くことになる。

【0023】しかし、図7(a)に示すように、励振コイル11へ、高周波電流I_aが供給されている状態で、検出すべき磁界が存在する場合、リングコア10にお

る受信コイル12aのところは、図7(b)に点線で示すように磁束 ϕ が生じると同時に、リングコア10における受信コイル12bのところは、図7(b)に一点鎖線で示すように磁束 ϕ が生じる。そのため、受信コイル12aには図7(c)に示すように誘起電圧V_aが生じ、受信コイル12bには図7(d)に示すように、誘起電圧V_aとは極性が逆で位相も検出すべき磁界の強度に応じてずれている誘起電圧V_bが生じる。そして、受信コイル12a、12bは差動接続されているので、各磁気検出素子4の受信コイル12a、12bの合計誘起電圧V_cが、図7(e)に示すように、励振用の高周波電流I_aの半分の周期のT/2（倍の周波数）の磁気検出信号として、各信号出力部6へ送出される。

【0024】図7(e)に示す磁気検出素子4の受信コイル12a、12bからの磁気検出信号は、信号増幅回路14および共振回路15で適当なレベルに整えられ、同期整流回路16で整流された後、積分回路17で積分処理されてから、低域フィルタ18で余分な高周波分が除かれ、各信号出力部6から肺Maの中の粉塵量に対応する電気信号として信号加算部7へ出力される。信号加算部7では送り込まれてくる電気信号を全て加算する。

【0025】センサユニット1が最高位置のスキャン位置から下方へ移動しながら、上と同じ測定・加算動作が繰り返されて、全ての電気信号が加算されてゆく。センサユニット1が最低位置のスキャン位置に来て、上と同じ測定・加算動作が繰り返されて、全電気信号の加算が終われば、信号加算部7による加算結果が判定部8および表示部9に送られる。このようにセンサユニット1を被検者Mの胸部表面をスキャンさせながら信号加算部7で得られた加算結果は、被験者Mの肺Maの全領域に含まれる粉塵量を示すデータとなっている。

【0026】判定部8においては、予め実施しておいたブランク測定における加算結果に基づき決定・記憶させてある基準値と、信号加算部7から送られてきた被検者Mの加算結果が比較される。判定部8では、加算結果が基準値未満であれば合格と判定され、加算結果が基準値以上であれば不合格と判定される。この判定結果は直ちに表示部9へ送られる。表示部9では、粉塵量を示す指標としての加算結果と一緒に、検査の可否を示す判定結果が表示される。これらの加算結果や判定結果は、必要に応じてプリンタ（図示省略）により検査シートへ印刷表示される。

【0027】すなわち、本実施例では、被験者Mの肺Maに金属粉塵が含まれていなければ、センサユニット1で検出された磁気（本実施例では地磁気）は一定レベルである。一方、被験者Mの肺Maに金属粉塵が含まれていると、その金属粉塵に起因して磁気に乱れが生じる。判定部8は、この磁気の乱れの程度に応じて、可否を判定しているのである。

【0028】この発明は、上記の実施例に限られるもの

ではなく、以下のように変形実施することもできる。

（１）上記の実施例では被験者の肺Maに蓄積された金属粉塵による地磁気の乱れを検出して、金属粉塵の存否を判定するようにした。これに代えて、図４に示した検査室Rを磁気シールドで覆う一方、検査室R内に微弱で均一な磁気を発生する磁気発生器２５を設ける。この磁気発生器２５で発生させた磁気に乱れが生じたか否かによって、被験者内の金属粉塵の有無を検出してもよい。この例によれば、検査室Rが磁気シールドされているので、外部の磁気ノイズの影響を受けずに検査することができる。

【００２９】（２）上記の実施例の場合、センサユニット１にｎ個の磁気検出素子４が一次元アレイ配列で設けられている構成であったが、図８に示すように、水平方向へｎ個の磁気検出素子４が等間隔で設けられていて、垂直方向へｍ個の磁気検出素子４が等間隔で設けられており、被験者Mの胸部面積と同程度の面積サイズの二次元アレイ配列構成となっているセンサユニット１を備えるとともに、各磁気検出素子４と同数の信号出力部６が設けられた励振・受信ユニット２を備えた装置が、変形例として挙げられる。この場合、センサユニット１をスキャンしなくても、被験者Mの肺Maの全領域に含まれる粉塵量の測定できる。なお、この発明の塵肺検査装置では、センサユニット１に磁気検出素子４を必ず複数個設ける必要はなく、センサユニット１に磁気検出素子４が１個だけという構成であってもよい。

【００３０】（３）上記の実施例では、フラックスゲート型の磁気検出素子４の２個の受信コイル１２a、１２bが作動接続されている構成であったが、磁気検出素子４の受信コイルが１個だけの構成のものも、変形例として挙げることができる。

【００３１】（４）上記の実施例では、フラックスゲート型の磁気検出素子４が薄膜素子であったが、この発明では、必ずしも、フラックスゲート型の磁気検出素子４が薄膜素子である必要はない。

【００３２】（５）上記の実施例では、各磁気検出素子４のそれぞれに信号出力部６が設けられていたが、切り換えスイッチを使用して各磁気検出素子４の磁気検出信号をひとつの信号出力部６に順次切替え入力させるようにして共用化し、信号出力部６の個数を減らすように構成してもよい。

【００３３】（６）上記の実施例では、センサユニット１に磁気検出素子４がプレート２１を介して被検者Mの胸部表面に当てがわれていたが、磁気検出素子４が被検者Mの胸部表面に直接当てがわれるようであってもよい。

【００３４】

【発明の効果】以上の説明から明らかなように、請求項１の発明の塵肺検査装置によれば、従来のように肺機能データに基づき間接的に肺中の粉塵量を推測するのではなく、フラックスゲート型の磁気検出素子によって被検者の肺中の粉塵量そのものを測定することができ、塵肺検査が直接検査で実施できるので、検査結果が的確なものとなる。

【００３５】また、請求項２の発明の塵肺検査装置によれば、線状にアレイ配列された複数個の磁気検出素子を同時に作動させて粉塵量の測定を行う構成であるので、被検者の肺における線状領域の粉塵の合計量を迅速かつ的確に測ることができる。

【００３６】また、請求項３の発明の塵肺検査装置によれば、面状にアレイ配列された複数個の磁気検出素子を同時に作動させて粉塵量の測定を行う構成であるので、被検者の肺における面状領域の粉塵の合計量を迅速かつ的確に測ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図１】実施例の塵肺検査装置の全体構成を示すブロック図である。

【図２】実施例装置のセンサユニットの外観を示す斜視図である。

【図３】実施例装置の磁気検出素子と信号出力回路の構成を示すブロック図である。

【図４】実施例装置により塵肺検査を実施する時の様子を示す模式図である。

【図５】塵肺検査時のセンサユニットと被検者の関係を示す模式図である。

【図６】検出磁界が無い時の磁気検出素子における各部の電流・電圧等の波形を示すグラフである。

【図７】検出磁界が有る時の磁気検出素子における各部の電流・電圧等の波形を示すグラフである。

【図８】変形例のセンサユニットの磁気検出素子の配列を示す説明図である。

【符号の説明】

４…フラックスゲート型の磁気検出素子

５…励起電流供給回路

６…信号出力部

７…信号加算部

１０…リングコア

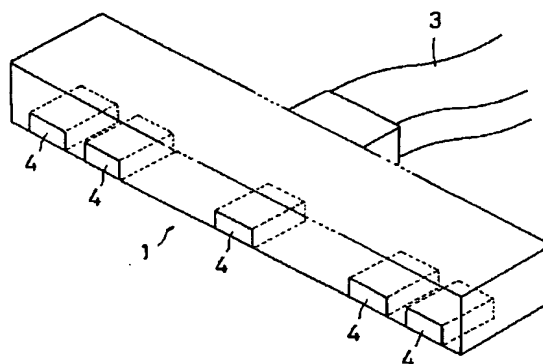
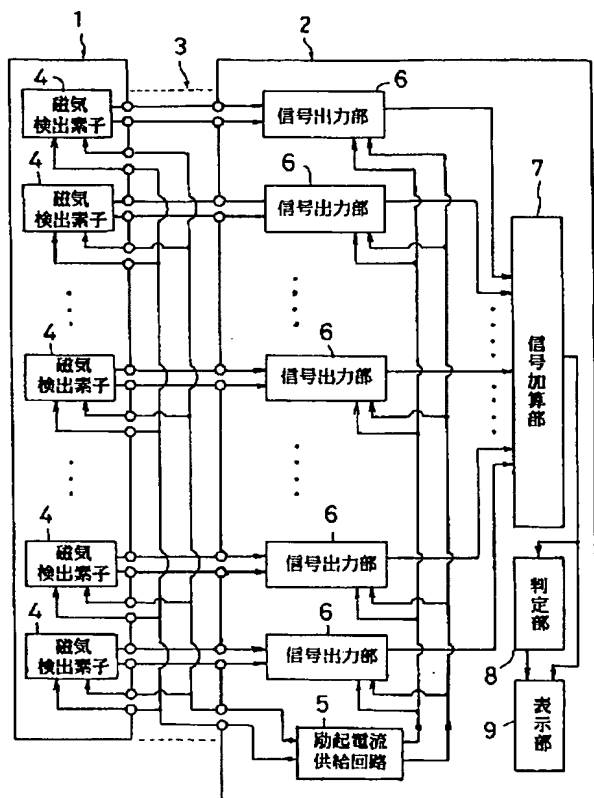
１１…励振コイル

１２a、１２b…受信コイル

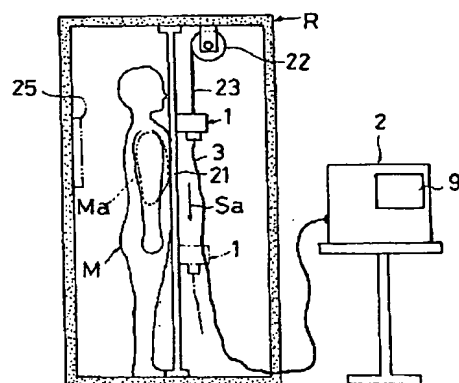
M…被検者

Ma…肺

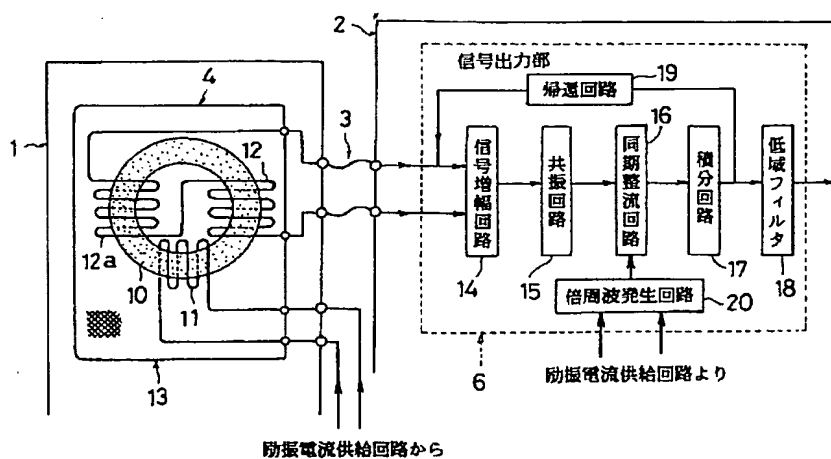
【図 2】



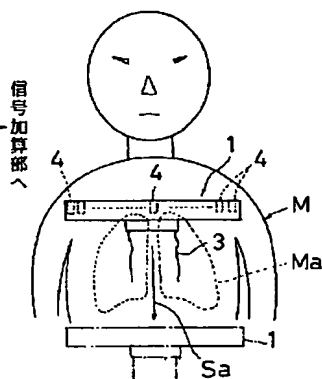
【図 4】



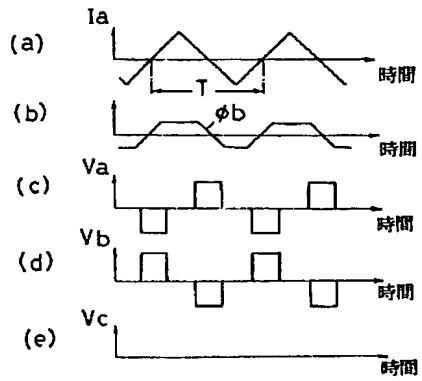
【図 3】



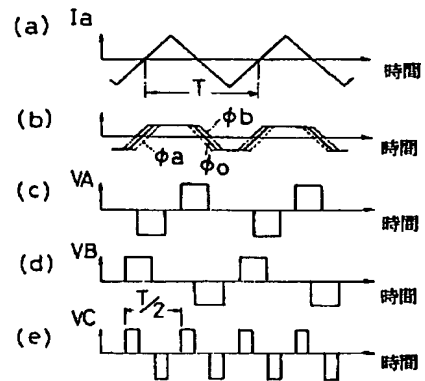
【図5】



【図 6】



【図 7】



【図 8】

